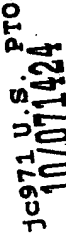


人



100-443887-100

DEN HAAG. DEN

This Page Blank (uspto)



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Blatt 2 der Bescheinigung
Sheet 2 of the certificate
Page 2 de l'attestation

Anmeldung Nr.:
Application no.:
Demande n°: 01200517.9

Anmeldetag:
Date of filing: 13/02/01
Date de dépôt:

Anmelder:
Applicant(s):
Demandeur(s):
Koninklijke Philips Electronics N.V.
5621 BA Eindhoven
NETHERLANDS

Bezeichnung der Erfindung:
Title of the invention:
Titre de l'invention:
NO TITLE

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s) revendiquée(s)

Staat:
State:
Pays:

Tag:
Date:
Date:

Aktenzeichen:
File no.
Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation:
International Patent classification:
Classification internationale des brevets:

/

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten:
Contracting states designated at date of filing: AT/BE/CH/CY/DE/DK/ES/FI/FR/GB/GR/IE/IT/LI/LU/MC/NL/PT/SE/TR
Etats contractants désignés lors du dépôt:

Bemerkungen:
Remarks:
Remarques:

See for original title of the application page 1 of the description

This Page Blank (uspto)

Analyseren van opeenvolgende datasets

De uitvinding heeft betrekking op een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets waarin de afzonderlijke datasets dataelementen omvatten die datawaarden toevoegen aan ruimtelijke posities.

5 Een dergelijke werkwijze is bekend uit het Amerikaanse octrooischrift US 5 431 161.

De bekende werkwijze maakt gebruik van datasets die zijn verkregen met een *Single Photon emission comuted-tomography* (SPECT) afbeeldingsmethode. Deze bekende
10 werkwijze is vooral bedoeld voor diagnosticeren van hartaandoeningen, met name van ziekten van de kransslagaderen. Met de SPECT afbeeldingsmethode worden SPECT-afbeeldingen van doorsneden van het hart van een te onderzoeken patiënt gemaakt. Vervolgens dient de gebruiker van de bekende methode uit de SPECT-afbeeldingen handmatig gebieden van belang te selecteren. De gebieden van belang zijn met name de
15 delen in de SPECT-afbeeldingen die betrekking hebben op het myocardium (de hartspier). De bekende werkwijze bepaalt vervolgens de perfusie door het myocardium om een indruk van de mate van doorbloeding van de hartspier te krijgen. Hiertoe wordt de verhouding van de gemiddelde helderheden van de helderste gedeelte van SPECT-beelden in de eind-systolische en de eind-diastolische fase van het te onderzoeken hart bepaald.

20

Een doel van de uitvinding is een werkwijze te verschaffen waarmee een nauwkeuriger analyse van de datasets mogelijk is. In het bijzonder is een doel van de uitvinding een werkwijze te verschaffen waarmee het gebied van belang in de opeenvolgende datasets preciezer kan worden opgespoord.

25

Dit doel wordt bereikt met een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets waarin

- een lokaal intensiteitsverloop $[I(x,t)]$ wordt opgemaakt uit datawaarden in opeenvolgende datasets in overeenkomstige ruimtelijke posities en

- uit één of meer van de opeenvolgende datasets een gebied van belang wordt opgespoord aan de hand van het locale intensiteitsverloop
- waarbij in het gebied van belang het locale intensiteitsverloop voldoet aan een vooraf gegeven eigenschap.

5

Volgens de uitvinding wordt en in de opeenvolgende datasets het gebied van belang opgespoord aan de hand van het locale intensiteitsverloop van de datawaarden in de datasets. De uitvinding is met name goed bruikbaar wanneer elk van de datasets een afbeelding van een te onderzoeken object vertegenwoordigt. In dit geval zijn de datawaarden
10 helderheidswaarden of grijswaarden van de pixels van de afbeelding. De uitvinding is overigens ook bruikbaar wanneer de datawaarden de plaatselijke waarde van een fysische grootheid vertegenwoordigen, hierbij kan het gaan om temperatuur, druk, concentraties van bepaalde stoffen en dergelijke. Het intensiteitsverloop vertegenwoordigt de variaties van
15 datawaarden in opeenvolgende datasets in overeenkomstige posities. Bijvoorbeeld, wanneer de datasets in de tijd elkaar opvolgen vertegenwoordigt het intensiteitsverloop de variatie in de tijd van de datawaarden in overeenkomstige posities. De uitvinding is bijvoorbeeld goed bruikbaar voor magnetische-resonantie perfusie afbeeldingsmethoden; daarbij hebben de opeenvolgende datasets betrekking op opeenvolgende fasen van een perfusieproces. De
20 datasets worden hierbij verkregen door reconstructie uit magnetische-resonantiesignalen die in de opeenvolgende fasen van het perfusieproces met een perfusiegevoelige magnetische-resonantie afbeeldingsmethode zijn opgenomen. De aanpak volgens de uitvinding berust op het inzicht dat er een verschil bestaat tussen het verloop in de tijd van de datawaarden in het gebied van belang en van de datawaarden buiten het gebied van belang. Zelfs komt het vaak
25 voor dat er in het gebied van belang een bepaald karakteristiek intensiteitsverloop plaatsvindt. Zo'n karakteristiek intensiteitsverloop blijkt gemakkelijk op te sporen te zijn, met name door het actuele intensiteitsverloop te vergelijken met een vooraf gegeven intensiteitsverloop. Meestal is het voldoende deze vergelijking te beperken tot één of enkele karakteristieke eigenschappen van het intensiteitsverloop.

30 Deze en andere aspecten van de uitvinding worden verder uitgewerkt aan de hand van de volgende uitvoeringsvoorbeelden die zijn gedefinieerd in de afhankelijke Conclusies.

Bij voorkeur wordt het locale intensiteitsverloop opgemaakt voor afzonderlijke blokken die betrekking hebben op grotere of kleinere ruimtelijk gebieden, maar

bijvoorkeur meerdere datawaarden van de individuele datasets omvatten. Liefst wordt deze maatregel toegepast in situaties waarin het locale intensiteitsverloop aanmerkelijk verandert over aanmerkelijke ruimtelijke afstanden, maar slechts gering varieert over kortere afstanden. Hierdoor is het niet nodig om het locale intensiteitsverloop voor elk van de afzonderlijke

5 ruimtelijke posities te bepalen, zodat de hoeveelheid berekeningen om tot het locale intensiteitsverloop te komen wordt beperkt. De grootte van de blokken is liefst ongeveer de afstand waarover en aanmerkelijke verschillen in het locale intensiteitsverloop optreden. Goede resultaten wordt bereikt met niet-overlappende blokken van ongeveer 32×32 beeldelementen (pixels). In deze afzonderlijke blokken wordt het plaatselijk gemiddeld locale

10 intensiteitsverloop berekend. Hiertoe worden er in de afzonderlijke blokken telkens in de individuele datasets locale gemiddelden van de datawaarden berekend. Uit deze lokaal gemiddelde datawaarden wordt het lokaal gemiddelde intensiteitsverloop afgeleid. De locale gemiddelde datawaarden worden per blok in de individuele datasets verkregen door filteren met een bijvoorbeeld Gaussisch profiel. Hierdoor wordt vermeden dat toevallige fluctuaties,

15 zoals door ruis, het opsporen van het gebied van belang nadelig beïnvloeden.

Een geschikte karakteristieke eigenschap van het locale intensiteitsverloop is de tijdafgeleide van het locale intensiteitsverloop. In veel situaties is in het gebied van belang de tijdafgeleide van het locale intensiteitsverloop duidelijk verschillend van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop buiten het gebied van belang. Met name is de tijdafgeleide

20 van het locale intensiteitsverloop erg geschikt om toe te passen in de cardiologie. Met allerlei radiologische technieken, zoals magnetische resonantie angiografie, röntgenangiografie of computer tomografische angiografie is het mogelijk om opeenvolgende datasets op te nemen waarin het hart van een te onderzoeken patiënt wordt afgebeeld. De datawaarden in de datasets representeren dan locale intensiteitswaarden in de angiografische afbeelding. Zo'n

25 afbeelding betreft bijvoorbeeld een dwarsdoorsnede door het hart van de te onderzoeken patiënt, maar het is ook mogelijk een ruimtelijke (drie-dimensionale) afbeelding van het hart van de te onderzoeken patiënt te maken. In deze toepassing zijn gebieden van belang bijvoorbeeld de gedeelten in de datasets die betrekking hebben op het linker en rechter ventrikel en het myocardium van het hart van de te onderzoeken patiënt. Bij het opnemen van

30 de datasets is er verder een contrastmiddel aan de patiënt toegediend. Het locale intensiteitsverloop vertegenwoordigt dan het passeren van bloed met contrastmiddel door de afzonderlijke anatomische delen van het hart van de te onderzoeken patiënt. Verder zijn er aanzienlijke verschillen tussen het locale intensiteitsverloop in de afzonderlijke anatomische delen van het hart. Bijvoorbeeld treedt eerst een aanzienlijke snelle toename van de intensiteit

op gevolgd door een wat langzamere afname van de intensiteit op in het linker ventrikel. In het rechter ventrikel treedt een dergelijk intensiteitsprofiel op met een zekere tijdvertraging en nog later doet dat intensiteitsprofiel, maar met minder sterke tijdvariaties van de intensiteit zich in het myocardium voor. Zo lukt het volgens de uitvinding om nauwkeurig en

- 5 automatisch uit een angiografische (cardio) dataset de linker- en rechterventrikels en het myocardium op te sporen.

- Met name doen zich aanzienlijke verschillen voor tussen de tijdsafgeleiden van het locale intensiteitsprofiel in respectievelijk het linker- en rechter ventrikel, het myocardium en het gebied buiten het hart van de te onderzoeken patiënt. Hierdoor is de
- 10 tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop erg geschikt om nauwkeurig en automatisch uit een angiografische (cardio) dataset de linker- en rechterventrikels en het myocardium op te sporen.

- In het bijzonder lukt het om het gebied van belang op te sporen aan de hand van blokken van dataelementen waar de variaties van het locale intensiteitsverloop, bijvoorbeeld de
- 15 tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop een vooraf bepaalde plafondwaarde overschrijden en/of kleiner zijn dan een vooraf bepaalde bodemwaarde. Juist in de cardiologische toepassing van de angiografie lukt het om zo bijvoorbeeld het linker- en rechter ventrikel op te sporen. In het linker- en rechterventrikel treedt een snelle aanzienlijke toename gevolgd door een aanzienlijke afname van de locale intensiteit op, dat betekent dat
- 20 er een overschrijding van de plafondwaarde door de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop gevolgd door een waarde van de tijdsafgeleide lager dan de bodemwaarde. Deze bodemwaarde is bijvoorbeeld negatief. Zo lukt het om gedeelten in de datasets op te sporen waarin er een afnemende intensiteitsverloop optreedt. Zo'n afnemend intensiteitsverloop doet zich bijvoorbeeld voor doordat de concentratie contrastmiddel in het
- 25 bloed in het hart van de te onderzoeken patiënt daalt na de passage van een contrastbolus. In de praktijk is het vaak voldoende om alleen het linker- en rechter ventrikel uit de opeenvolgende datasets op te sporen aan de hand van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop. Het myocardium kan vervolgens aan de hand van de inmiddels bepaalde ligging van het linker- en rechterventrikel worden opgespoord.

- 30 Volgens de uitvinding lukt het om aan de hand van het locale intensiteitsverloop de dataelementen te classificeren als al dan niet behorende tot het gebied van belang. Bijvoorbeeld lukt het goed om aan de hand van het optreden van waarden van de tijdsafgeleide boven de plafond waarden en negatieve waarden van de tijdsafgeleide onder de bodemwaarde dataelementen te classificeren als behorend tot het linker- of rechter ventrikel.

In een verdere voordelige implementatie van de werkwijze volgens de uitvinding wordt het locale intensiteitsverloop vergeleken met een referentie intensiteitsverloop voor het gebied van belang. Zo'n gemiddeld intensiteitsverloop wordt bijvoorbeeld vooraf empirisch bepaald. Bijvoorbeeld worden empirisch van een groot aantal patiënten de intensiteitsverlopen in de linker- en rechterventrikels en het myocardium bepaald. Van deze empirisch bepaalde intensiteitsverlopen voor de afzonderlijke delen van het hart worden individuele gemiddelde intensiteitsverlopen gevormd. Deze gemiddelde intensiteitsverlopen zijn goed bruikbaar als referentie.

De vergelijking van het locale intensiteitsverloop met het referentie intensiteitsverloop blijkt nauwkeurig uitgevoerd te kunnen worden door de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop te vergelijken met de tijdsafgeleide van het referentie intensiteitsverloop.

De classificatie van dataelementen is nauwkeurig te doen zonder veel rekenwerk door het locale intensiteitsverloop voor het betreffende dataelement met het referentie intensiteitsverloop te vergelijken. Bijvoorbeeld wordt de vergelijking gedaan door de correlatie tussen het locale intensiteitsverloop en het referentie intensiteitsverloop te berekenen. Deze vergelijking kan vooral nauwkeurig en kwantitatief worden uitgevoerd met behulp van een gelijkheidsmaat. Zo'n gelijkheidsmaat duidt de mate van overeenstemming van het locale intensiteitsverloop met het referentie intensiteitsverloop aan.

In een voordelige implementatie van de werkwijze volgens de uitvinding worden sterke ruimtelijke gradiënten van datawaarden in gedeelten van de datasets gemaskeerd. Met maskeren wordt in dit verband bedoeld dat zulke sterke ruimtelijke gradiënten worden weggelaten of voor de verdere bewerkingen genegeerd. Door zulke sterke ruimtelijke gradiënten samen met gevolgen van beweging, bijvoorbeeld tijdens het opnemen van de datawaarden, kunnen er aanzienlijke kunstmatige temporele gradiënten optreden. Door gedeelten in de afzonderlijke datasets met sterke ruimtelijke gradiënten van de datawaarden te maskeren wordt nadelige invloed van zulke kunstmatige temporele gradiënten op het opsporen van het gebied van belang vermeden. Het maskeren wordt bijvoorbeeld uitgevoerd door in de datasets plaatselijk gemiddelde gradiënten te berekenen en de plaatselijk gemiddelde gradiënten af te trekken van de datawaarden in de datasets. Onder de omstandigheid dat tevoren bekend is dat het gebied van belang zelf (ook) wordt gekenmerkt door sterke ruimtelijke gradiënten kan daar rekening mee gehouden worden. Bijvoorbeeld bij MR-angiografie met een perfusie wordt het maskeren beperkt tot de datasets vooraf aan het optreden van perfusie en/of na afloop van de perfusie.

Liefst worden de datasets onderling gecorrigeerd voor verschijnselen die door beweging, bijvoorbeeld gedurende de opname van de datasets, ontstaan. Zo'n correctie wordt wel als 'onderlinge registratie' aangeduid. In opeenvolgende datasets worden ruimtelijke verplaatsingen uitgevoerd, dat wil zeggen de ruimtelijke posities waaraan de datawaarden zijn toegevoegd worden aangepast zo dat overeenkomstige gedeelten in opeenvolgende datasets telkens bij dezelfde ruimtelijke posities liggen. Zulke overeenkomstige gedeelten hebben bijvoorbeeld telkens betrekking op eenzelfde (gedeelte van) een object dat door de datasets op achtereenvolgende momenten in de tijd wordt afgebeeld.

De werkwijze volgens de uitvinding is verder geschikt om meerdere verschillende gebieden van belang uit de opeenvolgende datasets op te sporen. In het bijzonder lukt het goed om verschillende gebieden van belang op te sporen waarbij er verschillen bestaan tussen de locale intensiteitsverlopen in deze verschillende gebieden. Dit doet zich met name voor in de cardiologische angiografie waarbij de opeenvolgende datasets betrekking hebben op de passage van bloed met contrastmiddel door de linker- en rechterventrikels en het myocardium van het hart van de te onderzoeken patiënt. Deze afzonderlijke gebieden van belang worden nauwkeurig met de werkwijze volgens de uitvinding opgespoord. Bij voorkeur worden de overeenkomstige gebieden van belang in de individuele datasets onderling geregistreerd om kunstmatige verschijnselen te corrigeren die ontstaan door bewegingen, zoals door het kloppen van het hart en de ademhaling van de te onderzoeken patiënt. Volgens een voordelige implementatie van de werkwijze volgens de uitvinding worden er maximum intensiteitsprojecties in een volgorderichting door de opeenvolgende datasets gemaakt van de afzonderlijke ruimtelijke gebieden van belang die al zijn opgespoord. Verschillen tussen deze afzonderlijke maximum intensiteitsprojecties vormen thema-afbeeldingen waarin telkens één van de gebieden van belang versterkt wordt weergegeven. Met name lukt het om van afzonderlijke gebieden van belang versterkt ten opzichte van andere opgespoorde gebieden van belang weer te geven in situaties waarin in de afzonderlijke gebieden van belang telkens een vergelijkbaar intensiteitsverloop, maar met een onderlinge vertraging in de tijd optreedt. Zo'n situatie doet zich met name in de cardiologische angiografie door waar perfusie van bloed met contrast middel eerst door het rechter ventrikel, dan door het linker ventrikel en uiteindelijk door het myocardium passeert. Door een maximum intensiteitsprojectie door de opeenvolgende datasets van het linker en rechterventrikel te maken in de tijdspanne tussen de passage door het linker en rechter ventrikel te maken van de gebieden die op het linker- en rechter ventrikel te maken en af te trekken van een andere maximum intensiteitsprojectie op een moment na de passage door het

linker ventrikel door de opeenvolgende datasets van het gebied van belang dat betrekking heeft op het linker ventrikel ontstaat een thema-afbeelding waarin het linker ventrikel en het myocardium versterkt zijn weergegeven.

Het blijkt dat de globale vorm van het gebied van belang vaak, vooral in cardiologische

5 toepassingen wel vooraf bekend is, bijvoorbeeld is het gebied van belang min of meer rond.

Uit de thema-afbeelding is met gebruik van de voorafbekende globale vorm de begrenzing gemakkelijk af te leiden. Met name is hiervoor interpolatie met een restrictie op de voorafbekende vorm geschikt. Ook is interpolatie aan de hand van een zogenoemd *statistical shape model* geschikt om de begrenzing vast te stellen. Zo'n *statistical shape model* is op

10 zich bekend uit T.F. Cooten et al. "*Active shape models - their training and application*", Comp. Vis. Image Underst. 61(1):38:59, 1995. en ook uit A.D. Brett and C.J. Taylor, "*Automated construction of 3D shape models using harmonic maps*", in Medical Image Understanding and Analysis, London, July 2000, pages 175-178.

Door de thema-afbeelding waarin het ronde gebied van belang versterkt is
15 weergegeven naar poolcoördinaten te transformeren is de rand van het gebied van belang gemakkelijk op te sporen. Bij voorkeur wordt de oorsprong van het poolcoördinaten stelsel gekozen in het midden van het ronde gebied in de thema-afbeelding. In de naar poolcoördinaten getransformeerde thema-afbeelding treedt de rand van het gebied van belang op als een duidelijke overgang in de datawaarden, die zich in een weergave uit als een rechte
20 rand. Zo'n rechte rand is gemakkelijk op te sporen. In het bijzonder is het op deze manier gemakkelijk om in de thema-afbeelding het gebied van het myocardium nauwkeurig op te sporen. Vervolgens kan de plaatselijke doorbloeding van het myocardium bestudeerd worden.

In een voordelige implementatie van de uitvinding wordt voor één of meer van
25 de individuele datasets aan de hand van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop een masker afgeleid. Waarden voor het masker worden bepaald voor afzonderlijke ruimtelijke posities en uit de waarde van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop ter plaatse van de betreffende ruimtelijke positie in de individuele dataset. Zo'n masker wordt toegepast om het gebied van belang uit de betreffende dataset te segmenteren. Bijvoorbeeld is
30 het masker uitgevoerd als binaire dataset. De segmentatie wordt dan uitgevoerd door in de betreffende dataset de datawaarden over te houden bij ruimtelijke posities waarvoor het masker eenzelfde waarde, bijvoorbeeld de waarde 1 heeft. Het masker kan eenvoudig worden verkregen door een drempelfilter op de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop toe te passen waarmee alleen de waarden van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop

voor de betreffende dataset groter dan wel kleiner in vergelijking met een vooraf ingestelde grenswaarde worden behouden.

In een verdere voordelige uitvoering van de uitvinding wordt voor één of meer van de datasets de ruimtelijke verdeling van de tijdsafgeleide van het locale

5 intensiteitsverloop als beeld weergegeven. Met name wordt de waarde van het maximum van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop op de betreffende ruimtelijke positie, of voor het betreffende blok, weergegeven. Zo'n beeld wordt wel aangeduid als '*upslope map*'.

Dit lukt bijzonder goed door gebruik te maken van zogeheten valse kleuren waarbij de kleurwaarden de plaatselijke waarde van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop

10 vertegenwoordigen. Bijvoorkeur wordt in cardiologische toepassingen zo'n *upslope map* gemaakt voor het gebied van belang dat betrekking heeft op het myocardium. Deze *upslope map* geeft een goede weergave van de doorbloeding van het myocardium en is daardoor een geschikt technisch hulpmiddel voor de cardioloog om infarctueuze gebieden en de maten van het infarct op te sporen.

15 De uitvinding heeft verder betrekking op een analysesysteem om de werkwijze volgens de uitvinding mee uit te voeren. Zo'n analysesysteem volgens de uitvinding is gedefinieerd in Conclusie 16. Bij voorkeur is zo'n analysesysteem uitgevoerd als een medisch diagnostisch werkstation. Verder heeft de uitvinding betrekking op een computerprogramma voor het analyseren van opeenvolgende datasets. Zo'n

20 computerprogramma volgens de uitvinding is gedefinieerd in Conclusie 17. Bij voorbeeld kan een computerprogramma volgens de uitvinding worden geladen in het geheugen van een analysesysteem, zoals een medisch diagnostisch werkstation. Het computerprogramma volgens de uitvinding kan worden opgeslagen op een datadrager, zoals een CD-rom schijf en vanaf de datadrager in het geheugen van het analysesysteem geladen worden. Het is ook
25 mogelijk om het computerprogramma vanaf een netwerk, zoals het '*world-wide web*' te laden.

Deze en andere aspecten van de uitvinding worden bij wijze van voorbeeld
30 nader toegelicht aan de hand van de volgende uitvoeringsvoorbeelden en aan de hand van de bijgevoegde tekening waarin

Figuur 1 een voorbeeld toont van opeenvolgende datasets waarop de uitvinding wordt toegepast

Figuur 2 toont voorbeelden van het locale intensiteitsverloop

Figuur 3 toont voorbeelden van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop en

Figuur 4 een voorbeeld van een 'upslope' map toont.

5

Figuur 1 toont een voorbeeld van opeenvolgende datasets waarop de uitvinding wordt toegepast. Elk van de datasets 1a, 1b, 1c en 1d in Figuur 1 stellen een afbeelding van een dwarsdoorsnede van het hart 10 van de te onderzoeken patiënt voor. Deze afbeeldingen zijn met name magnetische-resonantieafbeeldingen, of CT-afbeeldingen. De datasets, of afbeeldingen, in het voorbeeld van Figuur 1 zijn opeenvolgend in de tijd, dus afbeelding 1b volgt op 1a, afbeelding 1c volgt op 1b en afbeelding 1d volgt op afbeelding 1c. Voor de eenvoud van de figuur zijn maar vier datasets getoond, maar in de praktijk kunnen vele tientallen of honderden opeenvolgende datasets worden gebruikt.

10 In de datasets worden telkens blokken 3a, 3b, 3c, 3d, van datawaarden genomen. In Figuur 1 is in elk van de datasets steeds één van de blokken getoond, met name ligt het getoonde blok 3a, 3b, 3c, 3d ter plaatse van het linkerventrikel 11 van het hart 10. Door Gaussische filtering wordt voor elk van de blokken 3a, 3b, 3c, 3d de gewogen gemiddelde datawaarde berekend. Door deze gewogen gemiddelde datawaarden in de tijd uit te zetten ontstaat voor de blokken 3a, 3b, 3c en 3d het locale intensiteitsverloop; dit is getoond als de getrokken grafiek 12 in Figuur 2. Langs de tijd-as is hier het volgnummer uitgezet van de opeenvolgende datasets, of afbeeldingen, ook wel als 'frame' aangeduid. Zoals uit Figuur 2 en ook uit Figuur 3 blijkt zijn voor het voorbeeld opeenvolgende datasets met meer dan 60 individuele datasets of afbeeldingen gebruikt. Het locale intensiteitsverloop 12 dat in Figuur 2 is getoond vertoont een sterk maximum dat overeenkomt met de boluspassage door het linker ventrikel. De gestreepte grafiek in Figuur 2 toont het locale intensiteitsverloop 13 ter plaatse van het rechter ventrikel. Hier treedt het maximum in de plaatselijk gemiddelde datawaarden pas bij ongeveer het 50ste frame op, doordat de contrastbolus later door het rechter ventrikel dan door het linker ventrikel passeert.

25 Figuur 3 toont de tijdsafgeleiden 21, 22 van het locale intensiteitsverloop. De tijdsafgeleiden 21, 22 hebben elk de eigenschap dat een hoge positieve maximum wordt gevolgd door een sterk negatief minimum. Aan de hand van deze eigenschap is het gemakkelijk de locale intensiteitsverlopen ter plaatse van het linker en rechter ventrikel op te sporen. Ter vergelijking is met een streep-stippellijn het locale intensiteitsverloop buiten het

hart getoond, hier is de helderheidswaarde, dus de datawaarde, in de afbeelding ongeveer constant.

- Volgens de uitvinding worden voor vele blokken in elk van de datasets het locale intensiteitsverloop bepaald. Door vergelijking met een referentie. Deze vergelijking wordt
- 5 bijvoorbeeld uitgevoerd met gebruik van de gelijkheidsmaat. Hiertoe wordt een overlap van de tijdsafgeleide van het betreffende locale intensiteitsverloop p met de tijdsafgeleiden van het referentie intensiteitsverloop q bepaald:

$$O = \frac{\min(p_{\text{end}}, q_{\text{end}}) - \max(p_{\text{start}}, q_{\text{start}})}{\max(p_{\text{end}} - p_{\text{start}}, q_{\text{end}} - q_{\text{start}})}$$

$$0 \quad (p_{\text{end}} \leq q_{\text{start}}, q_{\text{end}} \leq p_{\text{start}})$$

- Hier geven de subscripts 'end' en 'start' het gekozen eindmoment en beginmoment van het
- 10 locale intensiteitsverloop en het referentie intensiteitsverloop aan. De overlap O is nul wanneer het locale intensiteitsverloop eerder begin dan wel later ophoudt dan het referentie intensiteitsverloop. De overlap geeft aan in welke mate de drager ('support') van het locale intensiteitsverloop in de opeenvolgende datasets, dus bijvoorbeeld in de tijd, samenvalt met de drager van het referentie intensiteitsverloop met Vervolgens is een geschikte
- 15 gelijkheidsmaat:

$$S = H(O - O_{\min})H(t_{\max} - t_{\min})(p_{\max} - p_{\min})$$

Hierin is H de Heavyside stapfunctie: $H(x) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ 1 & x \geq 0 \end{cases}$ p_{\max} en p_{\min} de waarden van het

- locale maximum en het locale minimum in de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop. In de toepassing in de cardiologie betreffen dit maximum en het
- 20 minimum de aankomst van de contrastbolus en het verlaten van de contrastbolus. De parameter O_{\min} is een minimum overlap met de tijdsafgeleide van het referentie intensiteitsverloop. In de gelijkheidsmaat S wordt er mee rekening gehouden dat in de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop het minimum na het maximum volgt. Aan de hand van de gelijkheidsmaat worden datawaarden in de datasets c.q. pixels in de
- 25 opeenvolgende afbeeldingen geclassificeerd als behorende tot het gebied van belang, bijvoorbeeld de afbeelding van het linker ventrikel.

- Figuur 4 toont een voorbeeld van een 'upslope' map. Deze 'upslope map' betreft het myocardium. Hier is vooraf het gedeelte van het myocardium dat in de afbeeldingen is weergegeven opgespoord als het gebied van belang. In de afbeelding van het
- 30 myocardium is vervolgens plaatselijk de waarde van het maximum van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop als 'valse' kleur of grijswaarde weergegeven. Duidelijk is

zichtbaar dat er gedeelten 31 zijn die behoorlijk goed doorbloed zijn; daar worden behoorlijk hoge maximum waarden van de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop. In andere gebieden 32 is de doorbloeding kennelijk veel slechter, want daar worden lang niet zo hoge maxima van de tijdsafgeleide bereikt.

CONCLUSIES:

1. Werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets

- waarin de afzonderlijke datasets dataelementen omvatten die datawaarden toevoegen aan ruimtelijke posities waarmee
- een lokaal intensiteitsverloop $[I(x,t)]$ wordt opgemaakt uit datawaarden in opeenvolgende datasets in overeenkomstige ruimtelijke posities en
- uit één of meer van de opeenvolgende datasets een gebied van belang wordt opgespoord aan de hand van het lokale intensiteitsverloop
- waarbij in het gebied van belang het lokale intensiteitsverloop voldoet aan een vooraf gegeven eigenschap.

2. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 1, waarin het lokale intensiteitsverloop wordt opgemaakt voor respectievelijke blokken van meerdere dataelementen.

3. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 1 of 2,

- waarin het gebied van belang wordt opgespoord aan de hand van variaties in het lokale intensiteitsverloop, in het bijzonder aan de hand van een tijdafgeleide $\frac{\partial I(x,t)}{\partial t}$ van het lokale intensiteitsverloop.

4. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 3,

- waarmee het gebied van belang wordt opgespoord door blokken van dataelementen op te sporen waarin
- de variaties in het lokale intensiteitsverloop groter zijn dan een vooraf ingestelde plafondwaarde en/of door blokken van dataelementen op te sporen waarin de variaties in het lokale intensiteitsverloop kleiner zijn van een vooraf ingestelde bodemwaarde.

5. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 1, waarin

- een classificatie van dataelementen in één of meer afzonderlijke datasets wordt uitgevoerd

- 5 - waarin de classificatie van de dataelementen in de betreffende dataset(s) aangeeft of het betreffende dataelement al dan niet tot het gebied van belang hoort.

6. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 5, waarbij

- 10 - bij de classificatie geschiedt aan de hand van een gelijkheidsmaat van het locale intensiteitsverloop met een referentie intensiteitsverloop in het gebied van belang.

7. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 5, waarbij

- 15 - bij de classificatie geschiedt aan de hand van een correlatie van het locale intensiteitsverloop met een gemiddeld intensiteitsverloop in het gebied van belang.

8. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

Conclusie 1 en waarbij

- 20 - in afzonderlijke datasets gedeelten met ruimtelijke gradiënten van datawaarden worden gemaskeerd voor zover in de betreffende gedeelten de ruimtelijke gradiënten hun modulus boven een vooraf ingestelde aanvaardbare gradiëntmodulus ligt.

9. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens

- 25 Conclusie 1 waarbij de opeenvolgende datasets ten opzichte van elkaar in overeenstemming worden gebracht.

10. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets waarbij

- 30 - meerdere gebieden van belang worden opgespoord aan de hand het locale intensiteitsverloop en waarin in genoemde gebieden van belang het locale intensiteitsverloop voldoet aan een vooraf gegeven eigenschap en
- maximum intensiteitsprojecties (MIPs) worden bepaald van de respectievelijke gebieden van belang en

- uit verschillen tussen deze maximum intensiteitsprojecties een thema-afbeelding (feature image) wordt gevormd.

11. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens
5 Conclusie 10, waarin
in de thema-afbeelding een centrum van het gebied van belang wordt bepaald.

12. Een werkwijze voor het analyseren van opeenvolgende datasets volgens
Conclusie 11, waarin
10 - de themaaafbeelding wordt getransformeerd naar poolcoördinaten het genoemd centrum
als oorsprong en
- in deze getransformeerde thema een begrenzing van het gebied van belang wordt
opgespoord.

15 13. Een werkwijze volgens Conclusie 3, waarin
- uit de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop voor een individuele dataset een
masker wordt afgeleid en
- met gebruik van het masker het gebied van belang uit de betreffende dataset wordt
gesegmenteerd.

20 14. Een werkwijze volgens Conclusie 13 waarin het masker wordt afgeleid door
toepassen van een drempelfilter op de tijdsafgeleide van het locale intensiteitsverloop voor de
betreffende dataset.

25 15. Een werkwijze volgens Conclusie 3, waarin voor een individuele dataset een
ruimtelijke verdeling de tijdsafgeleide van het locale intensiteitverloop wordt weergegeven.

16. Analysesysteem voor het analyseren van opeenvolgende datasets
- waarin de afzonderlijke datasets dataelementen omvatten die datawaarden toevoegen aan
30 ruimtelijke posities en
- welk analysesysteem is ingericht voor het
- opmaken van een lokaal intensiteitsverloop $[I(x,t)]$ uit datawaarden in opeenvolgende
datasets in overeenkomstige ruimtelijke posities en

- opsporen uit één of meer van de opeenvolgende datasets een gebied van belang aan de hand van het locale intensiteitsverloop
- waarbij in het gebied van belang het locale intensiteitsverloop voldoet aan een vooraf gegeven eigenschap.

5

17. Computerprogramma voor het analyseren van opeenvolgende datasets

- waarin de afzonderlijke datasets dataelementen omvatten die datawaarden toevoegen aan ruimtelijke posities en
 - welk computersysteem instructies omvat voor het
- 10 - opmaken van een lokaal intensiteitsverloop $[I(x,t)]$ uit datawaarden in opeenvolgende datasets in overeenkomstige ruimtelijke posities en
- opsporen uit één of meer van de opeenvolgende datasets een gebied van belang aan de hand van het locale intensiteitsverloop
 - waarbij in het gebied van belang het locale intensiteitsverloop voldoet aan een vooraf
- 15 gegeven eigenschap.

ABSTRACT:

The invention involves analysis of successive datasets. From these successive datasets a local intensity progress is formed from data values in successive datasets at corresponding positions in each of the datasets. On the basis of the local intensity progress a region of interest is detected in the individual datasets. In particular the time-derivative of the local intensity progress is used to detect the region of interest. The invention is notably useful in cardiological applications to separate the image of the myocardium from a sequence of 3D magnetic resonance imaging reconstruction.

Fig. 1

1/2

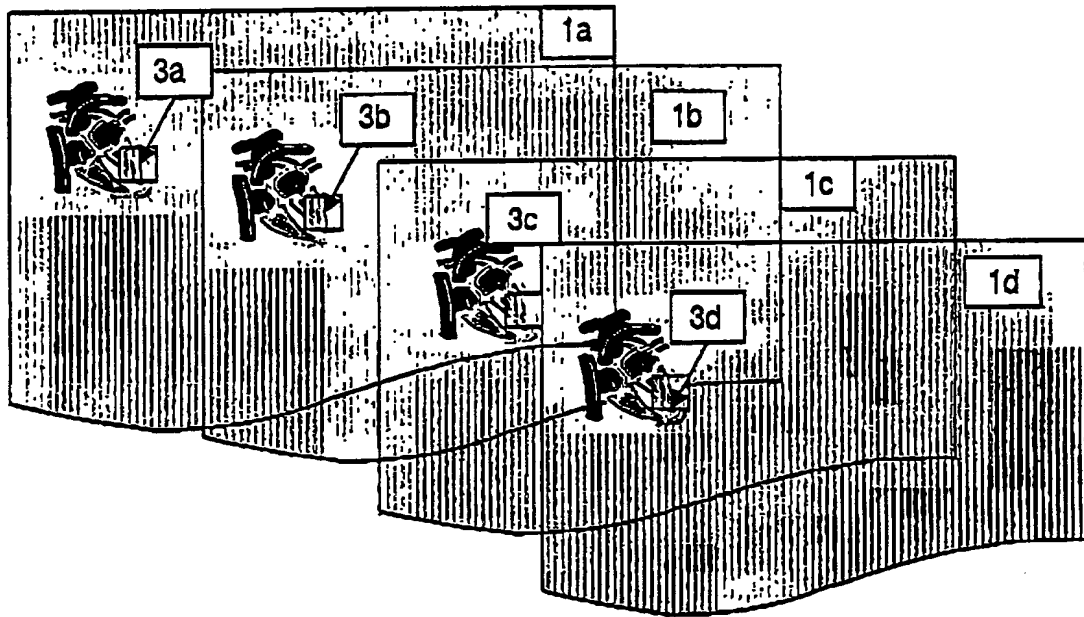


FIG. 1

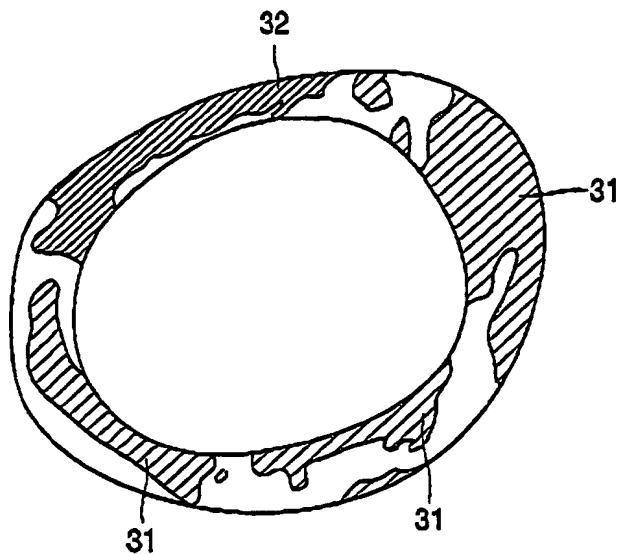


FIG. 4

13.FEB.2001 12:05

PHILIPS CIP NL +31 46 2743489

NO.752

P.24/24

PHNL010107

PHILIPS CIP NL

2/2

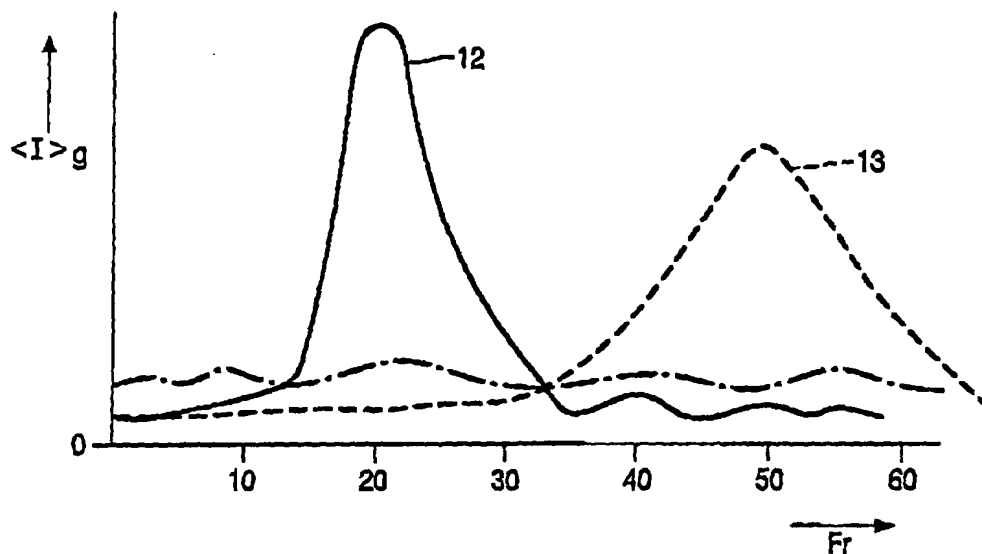


FIG. 2

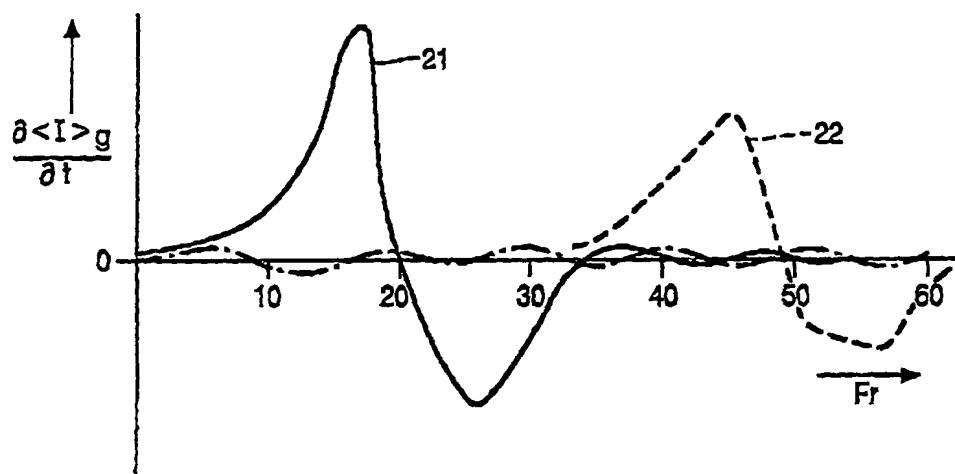


FIG. 3